

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-184535

(43)Date of publication of application : 27.07.1993

(51)Int.Cl.

A61B 1/00
A61B 1/00
A61B 10/00
A61B 17/12
A61B 17/28
A61B 17/32

(21)Application number : 04-120639

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 13.05.1992

(72)Inventor : TAKAYAMA SHUICHI
YAMAGUCHI TATSUYA
NAKAMURA TAKEAKI
NAKADA AKIO
UEDA YASUHIRO
ADACHI HIDEYUKI
SAKIYAMA KATSUNORI
TSUKAGOSHI TAKESHI
YABE HISAO
KONOMURA MASARU
ITO HIDEO
OOAKI YOSHINAO
MORI YASUO
NOZAWA RYUSUKE
FUJIMURA TAKENAO
OKADA TAKAO
TATSUMI KOICHI

(30)Priority

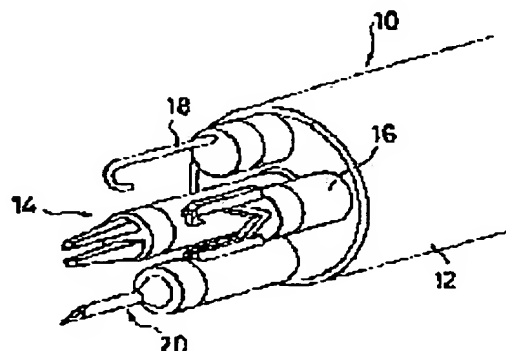
Priority number : 40318489 Priority date : 24.07.1991 Priority country : JP

(54) MULTIFUNCTIONAL TREATING-IMPLEMENT

(57)Abstract:

PURPOSE: To save the time required for changing a treating implement, and to shorten the treatment time by arranging plural built-in treating implements in the tip part of a main body catheter, and operating independently each treating function part, respectively.

CONSTITUTION: A multifunction treating implement 10 is formed by containing plural built-in treating implements in a main body catheter 12, and for instance, provided with a grip forceps 14, two pieces of clip forceps 16, a high frequency electric surgical knife 18 and an injection needle 20. These built-in treating implements can move forward and backward separately treating function parts of the respective tip parts, and



also, can operate independently each treating function part, respectively. That is, they are moved forward and backward independently, and also, can be rotated centering around its own axes, and moreover, can be rotated integrally in the main body catheter 12, and furthermore, a necessary operation can be executed by curving the tip independently. In such a way, it is unnecessary to change the treating implement required for the treatment each time, and an exact treatment can be executed in a short time.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平5-184535

(43) 公開日 平成5年(1993)7月27日

(51) Int. Cl. ⁵	識別記号	F I
A61B 1/00	334 D 7831-4C	
	300 P 7831-4C	
10/00	103 E	
17/12		8718-4C
17/28	310	8718-4C

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全15頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平4-120639

(22) 出願日 平成4年(1992)5月13日

(31) 優先権主張番号 特願平3-184896

(32) 優先日 平3(1991)7月24日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 高山 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 山口 達也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 中村 剛明

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

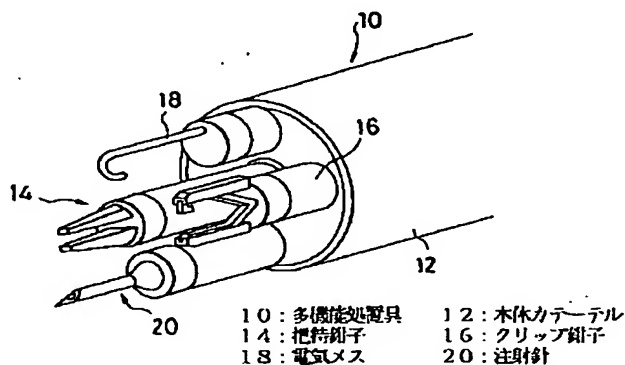
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多機能処置具

(57) 【要約】

【構成】 体内に挿入される本体カテーテル (12) 内に、複数の内蔵処置具を配置し、これらの各内蔵処置具先端の処置機能部をそれぞれ独立してこの本体カテーテル (12) の先端部に対して前進および後退制御させると共に、各処置機能部をそれぞれ独立して作動させるようにした多機能処置具 (10)

【効果】 処置に必要な処置具をその都度交換する必要がなく、短時間で的確に処置を行うことができる。



10: 多機能処置具 12: 本体カテーテル
14: 把持鉗子 16: クリップ鉗子
18: 電気メス 20: 注射針

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体内に挿入される本体カテーテルの先端部に、複数の内蔵処置具を配置し、各処置機能部をそれぞれ独立して作動させるようにしたことを特徴とする多機能処置具。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【産業上の利用分野】 本発明は、複数の処置機能を持つ医療用多機能処置具に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】 一般に、体外からの操作で体内の所要部位を処置する外科手術あるいは生体組織検査等の場合には、例えば鉗鉗子あるいはメス等の多種多数の処置具が使用される場合がある。これらの処置具はそれぞれ単一の機能を持ち、必要に応じて内視鏡等の挿入案内具を介して体内に挿入される。そして、所要の処置を施した後、不要となった処置具は体外に引出され、次いで、次の処置に必要な処置具が体内に挿入される。

【 0 0 0 3 】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、多数の処置具を用いて処置を施す必要がある場合には、処置に適した処置具をその処置を施す都度、挿入案内具の狭い処置具挿通チャンネルを通じて所要部位まで注意深く導く必要がある。特に管腔深部へ挿入して使用する場合は、処置具の交換に手間がかかり時間を要する。このため、処置時間が長くなる。

【 0 0 0 4 】 本発明は前記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、複数の処置具を使用して処置をする場合に、処置具の交換に要する時間を省き、処置時間の短縮を図ることのできる多機能処置具を提供することにある。

【 0 0 0 5 】

【課題を解決するための手段および作用】 本発明の多機能処置具は、体内に挿入される本体カテーテルの先端部に、複数の内蔵処置具を配置し、各処置機能部をそれぞれ独立して作動させるようにしたものである。

【 0 0 0 6 】 この多機能処置具は、その先端部を体腔内の所要部位に挿入し、施すべき処置に適する機能を持つ内蔵処置具を選択し、所要の処置を行うことができるようにすることにより、各種の処置具の交換の必要を排除する。以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。

【 0 0 0 7 】

【実施例】 図 1 は本発明の実施例による医療用の多機能処置具 1 0 の先端部の近部を示す。

【 0 0 0 8 】 この多機能処置具 1 0 は胆のう切除に適したもので、長尺の本体カテーテル 1 2 内に複数の内蔵処置具を収容して形成されている。これらの内蔵処置具として本実施例の多機能処置具 1 0 では把持鉗子 1 4 と 2 本のクリップ鉗子 1 6 と高周波電気メス 1 8 と注射針 2

0 とを設けてある。これらの内蔵処置具はそれぞれの先端部の処置機能部を個々に進退可能であると共に、各処置機能部をそれぞれ独立して作動させることができるようになっている。なお、クリップ鉗子 1 6 は縫合装置に、また、注射針 2 0 はカテーテルに置換えてもよく、また、これらの内蔵処置具の本数および機能は、処置の対象および処置方法等に応じて適宜変更可能なことは明らかである。

【 0 0 0 9 】 図 2 はこの多機能処置具 1 0 を用いて結石のできた胆のう 2 0 0 を切除する状態を示す。符号 2 0 2 は胆のう管であり、符号 2 0 4 は総胆管である。この多機能処置具 1 0 を用いて胆のう 2 0 0 の切除を行う場合は、体腔内を膨らませて内視鏡等で患部を観察しつつ挿入案内具を通して多機能処置具 1 0 を体内に導き、その先端部を胆のう管 2 0 2 の近部に配置する。この後、後述するような手順にしたがって胆のう 2 0 0 を切除することができるようになっている。

【 0 0 1 0 】 すなわち、図 3 の (B 1) に把持鉗子 1 4 およびクリップ鉗子 1 6 で例示するように、この多機能処置具 1 0 は本体カテーテル 1 2 内の内蔵処置具の全てはそれぞれ独自に進退させかつ自身の軸線を中心として回転することができると共に、これらの内蔵処置具を一体として本体カテーテル 1 2 内で回転することができ、更に、これらの内蔵処置具はそれぞれ独自にの先端部を湾曲させ、所要の操作をおこなわせることもできる。

【 0 0 1 1 】 そして、胆のう 2 0 0 の切除は、まず、図 3 の (A 1) に示すように把持鉗子 1 4 を本体カテーテル 1 2 の先端から前進させ、胆のう管 2 0 2 の切断しようとする部位を把持し、これを閉じる。そして、把持鉗子 1 4 で胆のう管 2 0 2 を把持したまま、注射針 2 0 を前進させてこの胆のう管 2 0 2 に差込み、胆のう 2 0 0 に造影剤を注入する。この造影剤の注入により、X 線透視像を通じて胆のう 2 0 0 内の結石の大きさおよび分布等に関し、後の処理に必要な情報を得ることができる。この造影剤の注入を終えた後、注射針 2 0 は後退させ、後の処置の邪魔にならない位置とする。本体カテーテル 1 2 内に引込んで収納するようにするのが好ましい。

【 0 0 1 2 】 次いで、図 3 の (A 2) および (B 2) に示すように第 1 のクリップ鉗子 1 6 を前進させ、把持鉗子 1 4 が把持している部位よりも胆のう 2 0 0 から離隔した部位をクリップ 1 7 で閉じ、図 3 の (A 3) および (B 3) に示すようにクリップ 1 7 を留置させたのち、この第 1 のクリップ鉗子 1 6 を引込める。更に、図

(3) の (A 3) に示すように反対側の第 2 のクリップ鉗子 1 6 ' を前進させ、同様にクリップ 1 7 により胆のう管 2 0 2 を閉じる。なお、第 1 のクリップ鉗子 1 6 が複数のクリップ 1 7 を保有して順次クリッピング操作を行う場合あるいは第 2 のクリップ鉗子 1 6 ' が第 1 のクリップ鉗子 1 6 に隣接配置してある場合には、第 1 のクリップ鉗子 1 6 でクリッピングした後、把持鉗子 1 4 を

胆のう管202から放して引込み、所要位置に回転させた後、クリッピング操作を行う。

【0013】このようにして、胆のう管202の2か所をクリップ17で閉じた後、高周波電気メス18を前進させ、クリップ17、17で閉じた部位を切断する。このように切断した状態を図3の(A5)に示す。胆のう管202はクリップ17、17により2か所で遮断された間の部位を切断するため、胆のう200あるいは総胆のう管204の内容物が体腔内に漏出することがない。

【0014】図4および図5はこのような多機能処置具10の内蔵処置具として用いることのできる把持鉗子22を示す。図示のように、この把持鉗子22は外筒ユニット23内に配置したチャックユニット24と、このチャックユニット24内に配置されたナイフユニット25とを有し、このナイフユニット25の先端部25aに高周波電極を形成してある。更に、このナイフユニット25の先端部25aを挟持するチャックユニット24の先端部にはガイド溝24aを形成してあり、このガイド溝24aがナイフユニット25の先端部を案内するようになっている。

【0015】この把持鉗子22は、クリップ機能とナイフ機能とを合わせ持つことで、多機能処置具10の機能を高めることができると共に、高周波ナイフたる先端部25aがガイド溝24aを案内されて進退するため、ナイフの狙撃性を高めることができる。

【0016】図6はこのような内蔵処置具を進退するためのリニアアクチュエータである。この実施例では把持鉗子14の進退制御用として図示してあるが、メス等の他の鉗子すなわち内蔵処置具についても同様に進退制御することができる。

【0017】図6に示すリニアアクチュエータ26はシリンダーピストンユニットとして形成してあり、このシリンダ部27内をピストン28が摺動案内される。ピストン28には把持鉗子14の作動杆14aが接続してあり、このピストン28によりシリンダ部27に区画される作動チャンバ内には例えば流動パラフィンあるいはフロン等の加熱により沸騰し易い液体29を収容してある。そして、この液体29を収容した作動チャンバの周部にはコイル状のヒータ30を配置してある。

【0018】このリニアアクチュエータ26で作動杆14aを伸長させる場合は、ヒータ30に電流を供給する。このときの発熱温度により、液体29の一部が蒸発し、この蒸気29aの圧力でピストン28が作動チャンバを拡張する方向に移動する。作動杆14aを引込むときは、ヒータ30の加熱を停止し、蒸気29aを冷却して液体29に戻す。必要な場合には、冷却装置を設けて強制的に冷却するようにしてもよい。図6の(A)は作動杆14aを引込んだ状態であり、同図(B)は伸長させた状態である。

【0019】図7は他の実施例によるリニアアクチュエ

ータ26aを示し、このリニアアクチュエータ26aは静電引力を用いたものである。図示のように、シース等に形成したガイド孔31内に作動杆14aが配置してあり、このガイド孔31の内壁と作動杆14aとの間を複数のローラ33が転動するようになっている。更に、ガイド孔31の内壁には多数の線状電極32を作動杆14aの軸方向に沿って埋設してある。これらの線状電極32は例えばエッチングで形成することができる。

【0020】そして、このリニアアクチュエータ26aにより作動杆14aを移動する場合は、この作動杆14aを移動しようとする方向に沿い、線状電極32に順に電圧を印加する。これにより、電圧を印加された線状電極32に近接するローラ33の表面に電荷が発生し、線状電極32との間に例えば矢印34で示すような静電引力が順次形成される。この静電引力34によるローラ33の回転で作動杆14aが移動する。作動杆14aを逆方向に移動する場合は、線状電極32に順に逆方向に電圧を印加する。

【0021】図8は図7の実施例の変形例であり、このリニアアクチュエータ26bはガイド孔31の表面に超電導薄膜36を形成し、作動杆14aの表面にはスパッタリング等により永久磁石の薄膜35を取付けてある。

【0022】このリニアアクチュエータ26bを超電導状態とすると、マイスナー効果により作動杆14aが浮上する。この状態で上記図7のリニアアクチュエータ26aと同様に線状電極32に順に電圧を印加すると、作動杆14aが軸方向に沿って移動する。この変形例のリニアアクチュエータ26bによれば、作動杆14aを支えかつ駆動するローラ33(図7)が不要となり、摩擦を生じない。

【0023】図9は把持鉗子の把持アーム37をグリップ操作させるための作動機構の実施例を示す。この実施例では、把持アーム37、37を形状記憶合金で形成したものである。これらの把持アーム37、37を通电加熱して形状を変化させることにより、グリップ動作および解放動作をおこなわせることができる。同図の(A)は把持アーム37、37を個々に制御するようにしたものであり、同図の(B)は双方を同時に制御するようにしたものである。図中、実線は解放状態を示し、点線は把持状態を示す。

【0024】図10は異種材料間の熱膨脹率の差を用いて作動させる把持アーム38の実施例である。各アーム本体38aはポリイミド等の樹脂で爪状に形成してあり、これらのアーム本体38aの外側に金属パターン38bを設けてある。この金属パターン38bに通電して発熱させることにより、熱膨脹率の差で各アーム本体38aが互いに近接する方向に湾曲する。元の状態に戻す場合は、通电を停止して冷却する。なお、アーム本体38aを金属で形成してもよく、この場合は金属パターン38bとは別種の金属材料を用いる。

【0025】図11の把持アーム39は同図(A)に示すように中空構造に形成してある。この中空部に連通する基部40の内孔内には、例えば流動パラフィンあるいはフロン等の加熱により容易に気化あるいは膨脹する液体42が収容され、この液体42を収容した内孔の周部にヒータ41を埋設してある。更に、同図(B)に示すように、把持アーム39の中空部は把持アーム39の外方に偏心して配置してあり、したがって、各把持アーム39の外側は薄肉構造に形成され、内側はこれらよりも厚肉構造に形成されている。

【0026】この把持アーム39を作動する場合は、ヒータ41に通電し、液体42を加熱して膨脹あるいは気化させる。これにより、把持アーム39の薄肉構造の外側が内側よりも伸長し、図11の(C)に示す状態となる。ヒータ41による加熱を停止し、液体42を冷却すると、同図(A)の状態に戻る。

【0027】なお、気化性あるいは膨脹性の液体42に代えて磁性流体を用いることもできる。この場合には、ヒータ41に代えて電磁コイルを設け、この電磁コイルによる磁束の向きによって磁性流体を作動することができ

【0028】図12は上記のような種々の内蔵処置具を一体として本体カテーテル12内で回転させる回転機構を示す。この実施例の多機能処置具10は、把持鉗子およびメス等の内蔵処置具を内蔵ユニット43として本体カテーテル12内に回転自在に収容してある。この内蔵ユニット43は本体カテーテル12内に配置した超音波モータ44により、本体カテーテル12の軸線を中心として回転される。

【0029】本体カテーテル12の内壁と内蔵ユニット43の外壁との間の摩擦を減少するために、この本体カテーテル12の内壁と内蔵ユニット43の外壁との間に図示しない微小径のローラを配置してもよい。また、本体カテーテル12の内壁に永久磁石の薄膜を配置し、内蔵ユニット43の外壁に超電導薄膜(常温のもの)を配置し、マイスナー効果によりこの内蔵ユニット43を本体カテーテル12から浮上させてもよい。

【0030】図13は第2実施例による多機能処置具50を示す。この多機能処置具50は本体カテーテル52内に、それぞれ複数の内蔵処置具を搭載した内蔵ブロック56を配置したものである。これらの内蔵ブロック54、56は矩形形状に形成され、内蔵ブロック54には把持アーム15と高周波メス19とが搭載され、内蔵ブロック56には把持アーム15と注射針21とが搭載されている。符号21aはこの注射針21に薬液を送り、あるいは、吸引するための液供給チューブである。

【0031】これらの内蔵ブロック54、56は全体を本体カテーテル52内に引込めた図13の(A)の状態では、同図(B)の状態に配置されている。このような状態から内蔵ブロック54、56を平行移動させた後、

内蔵ブロック56を前進させると、同図(C)の状態に展開することができるようになっている。この内蔵ブロック54、56の全体的な進退は図示しない作動機構によって行うことができる。

【0032】図13の(A)に示すように、各内蔵ブロック54、56にはその長手方向に沿う溝を形成してあり、この溝内には微小なマイクロピニオン58を配置してあり、これらのマイクロピニオン58は各溝の内壁に形成したラックギアに噛合うようになっている。内蔵ブロック54のマイクロピニオン58は同図(B)および(C)に示すようにシャフト55を介して超音波モータ51で回転駆動され、同様に内蔵ブロック56のマイクロピニオン58はシャフト57を介して超音波モータ51で回転駆動される。更に、本体カテーテル52の内方に収容される内蔵ブロック56はリニアアクチュエータ53によりシャフト57と共に軸方向に進退することができる。このリニアアクチュエータ53はピストンシリンダ型としてあるが、上記図7および図8に示すようなりニアアクチュエータあるいは更に他のアクチュエータを用いることも可能である。

【0033】この実施例の多機能処置具50を使用する場合は、図13の(A)および同図の(B)の状態から内蔵ブロック54、56を伸長させる。次いで、超音波モータ51によりシャフト55を介してマイクロピニオン58を回転しつつ内蔵ブロック54を同図(C)の状態に平行移動する。最後に、リニアアクチュエータ53により内蔵ブロック56を前進させ、シャフト57を介してマイクロピニオン58を回転し、同図(C)の状態とする。これにより、上記図1の多機能処置具10と同様に、各内蔵処置具を用いて所要の処置を施すことができる。なお、上記マイクロピニオン58および溝の内壁に形成したラックギアに代えて超音波リニアモータあるいは静電リニアモータを用いて各内蔵ブロック54、56を展開するようにしてもよい。

【0034】図14は変形例による多機能処置具60を示す。この多機能処置具60では、図14の(A)に示すように本体カテーテル62内に収容された内蔵ブロック64、66が、それぞれに搭載した内蔵処置具を互いに向合わせて配置されている。内蔵ブロック64は形状記憶合金で形成したヒンジ65により本体カテーテル62の先端部に取付けられており、また、内蔵ブロック66はシャフト67を介して図示しないリニアアクチュエータにより本体カテーテル62に対して進退することができるようになっている。ヒンジ65は加熱されると、内蔵ブロック64を取付けた部位が同図(A)の状態から(B)の状態に反対側に屈曲し、冷却されると元の状態に戻るよう形成してある。

【0035】この多機能処置具60を使用する場合は、ヒンジ65を適宜の加熱手段で加熱し、内蔵ブロック64を図14の(B)の状態に展開させる。次いで、シャ

10

20

30

40

50

フト 6 7 を伸長させ、内蔵ブロック 6 6 を本体カテーテル 6 2 から前進させる。これにより、図 1 3 の多機能処置具 5 0 と同様に用いることができる。なお、図 1 3 の実施例と同様な部分については同様な符号を付し、その説明を省略した。

【 0 0 3 6 】したがって、これらの多機能処置具 1 0 , 2 2 , 5 0 , 6 0 のいずれを用いても極めて迅速かつ的確に胆のう 2 0 0 の切除等の所要の処置を行うことが可能となる。次に、胆のう 2 0 0 内に多機能処置具を挿入して、結石を処置する場合について説明する。

【 0 0 3 7 】このような胆のう結石を処置する場合には、図 1 5 に示すように、側視型が好ましい内視鏡 1 の挿通用チャンネルを通して、多機能処置具 7 0 を十二指腸 2 1 0 からファーター氏乳頭 2 1 2 を経て総胆管 2 0 4 に挿入する。そして、この総胆管 2 0 4 から胆のう管 2 0 2 を介して胆のう 2 0 0 内に挿入し、その先端部を図示のように結石 2 0 8 の近部に配置する。この多機能処置具 7 0 は細径に形成してあり、挿入に際して何等の処置を行うことなくファーター氏乳頭 2 1 2 を通過することができるようになってい

る。なお、符号 2 0 6 は肝臓である。このような胆のう結石 2 0 8 の処置に適した多機能処置具 7 0 の先端部の近部の詳細を図 1 6 に示す。

【 0 0 3 8 】図 1 6 に示すように、この実施例における多機能処置具 7 0 は本体カテーテル 7 2 内に細長い 3 本の把持アーム 7 3 と、EHL ヘッドと称する結石粉碎用の電撃ヘッド 7 4 とを進退自在に収容する。この把持アーム 7 3 はばね性を有する材料で形成されており、図示しないリニアアクチュエータでこの本体カテーテル 7 2 から突出されると、結石 2 0 8 (図 1 5) を把持するの

に好適な形状に曲がるようになっている。

【 0 0 3 9 】更に、この多機能処置具 7 0 の略中央部には光学スコープ 7 5 を配置してあり、本体カテーテル 7 2 の外周部に近接した部位に例えば形状記憶合金線からなる湾曲機構 7 6 を埋設してある。したがって、光学スコープ 7 5 で直視観察しかつ湾曲機構 7 6 を操作しつつ挿入することにより、図 1 5 に示すような体内深部の蛇行した管腔臓器中にも容易に挿通することができる。

【 0 0 4 0 】図 1 7 はこのような多機能処置具 7 0 により結石 2 0 8 を粉碎する状態を示す。まず、スコープ 7 5 で結石 2 0 8 の状態を観察しつつ、図 1 7 の (A) に示すように、把持アーム 7 3 をリニアアクチュエータで本体カテーテル 7 2 の先端から前進させ、同図の (B) に示すように 3 本の把持アーム 7 3 で結石 2 0 8 を掴む。この後、同図の (C) に示すように電撃ヘッド 7 4 を前進させて、この電撃ヘッド 7 4 の先端面の電極間に高電圧を印加して放電させ、この放電の際の衝撃により結石 2 0 8 を粉碎する。

【 0 0 4 1 】結石 2 0 8 の形状は多種多用であるが、図 1 8 に示すように把持アーム 7 3 をそれぞれ矢印のよう

に移動することにより、最適な位置で結石 2 0 8 を把持することができる。このときの、把持アーム 7 3 の位置はスコープ 7 5 を通して結石 2 0 8 を観察し、この結石 2 0 8 の状態に応じて制御することができる。

【 0 0 4 2 】また、結石 2 0 8 を粉碎するための電撃ヘッド 7 4 に代えて図 1 9 および図 2 0 に示すような内蔵処置具を設けることもできる。この図 1 9 の多機能処置具 7 0 a は碎石ドリルヘッド 7 7 を設け、図 2 0 の多機能処置具 7 0 b は碎石レーザ用ファイバ 7 8 を設けたものである。更に、図 2 0 の多機能処置具 7 0 b は直視用の光学スコープ 7 5 に代えてスペクトロスコープ用ファイバ 7 9 を設けてある。これらの多機能処置具 7 0 a , 7 0 b は上記多機能処置具 7 0 と同様に用いることができる。なお、図 1 9 および図 2 0 の変形例では、図 1 6 の多機能処置具と同様な部分には同様な符号を付してその詳細な説明を省略する。

【 0 0 4 3 】図 2 1 は上記多機能処置具 7 0 の湾曲機構を示す。図 2 1 の (A) および (B) に示すように、この湾曲機構は本体カテーテル 7 2 の外周部の近部で周方向に等間隔に配置した 4 本の形状記憶合金線 7 6 を有し、これらの各形状記憶合金線 7 6 は本体カテーテル 7 2 の長手方向に沿って延設されている。また、各形状記憶合金線 7 6 は図 1 6 , 図 1 9 および図 2 0 に点線で示すように、全体として本体カテーテル 7 2 の先端部の近部で折返す長手方向に細長い U 字状に形成してある。更に、これらの形状記憶合金線 7 6 は図 2 1 の (A) に示すように常温で多数の小さな湾曲部を持つ波状に形成してあり、加熱すると直線状に延びるようになっている。これらの形状記憶合金線 7 6 は本体カテーテル 7 2 内に延設した溝内に配置し、形状変形動作を阻害しないようにするのが好ましい。このように所定の溝内に形状記憶合金線 7 6 を配置する場合は、各形状記憶合金線 7 6 をその先端部で本体カテーテル 7 2 に接着剤等で固着しておくことが望ましい。

【 0 0 4 4 】なお、符号 8 0 は把持アーム用通路、符号 8 1 は電撃ヘッド用通路、符号 8 2 はスコープ用通路をそれぞれ示す。必要な場合には、この把持アーム用通路 8 0 よりも外周側、あるいは、これらの把持アーム用通路 8 0 間等の好適な部位にイメージガイドおよびライトガイドを延設してもよい。

【 0 0 4 5 】このような形状記憶合金線 7 6 に図示しない通電線を介して電流を供給し、発熱させると、その熱により形状記憶合金線 7 6 が直線状に延び、したがって、本体カテーテル 7 2 は図 2 1 の (C) に示すように湾曲する。通電加熱する形状記憶合金線 7 6 を選定することにより、この本体カテーテル 7 2 を所要の方向に湾曲させることができる。図 2 2 は更に他の変形例による多機能処置具 7 0 c を示す。この多機能処置具 7 0 c は同図 (A) に示すように板状の把持アーム 8 3 を有する。

【0046】図22の(B)に示すように、把持アーム83の先端部位にセラミック性の圧電体84、85を張付け、バイモルフ構造に形成してある。この圧電体84、85は蒸着、あるいは、圧電セラミック材料をこの把持アーム83の表面に塗布した後にこれを焼付けることにより形成することもできる。なお、図22の圧電体84、85はバイモルフとしてあるがモノモルフとしてもよい。

【0047】このように把持アーム83に設けた圧電体84、85には例えば100～500VDC程度の高い10電圧を作用させるため、圧電体84、85の外面を被覆86で覆う必要がある。このように被覆86で覆った状態が図22の(C)に示してある。

【0048】この把持アーム83で結石208(図15)を把持する場合は、上述の実施例と同様にスコープ75で結石を観察しつつ各把持アーム83を前進させ、所要位置に達した後に、圧電体84、85に図示しない通電線を介して電圧を印加し、例えば図22の(C)に示すように圧電体84を伸長させかつ圧電体85を収縮させる。これにより、各把持アーム83が湾曲し、結石2020を把持する。したがって、これらの多機能処置具70、70a、70b、70cのいずれも極めて迅速かつ的確に結石208の処置を行うことができる。

【0049】次ぎに、細胞操作に用いる多機能処置具の実施例について説明する。図23に示すように、この実施例の多機能処置具90は腔220を経て卵管222内に挿入できるようにしたものであり、上記各実施例における多機能処置具と同様に湾曲自在に形成されている。図23に示す多機能処置具90は、体外で人口受精するための経腔的な卵子採取、経腔的な卵管内受精卵着床、30および、遺伝性疾患の治療のための任意細胞に対する治療遺伝子導入に用いることができる。なお、図23において、符号224は卵管さい、符号226は卵巣、符号228は子宮体、符号230は子宮頸をそれぞれ示す。

【0050】図24は多機能処置具90の3本の把持アーム94により受精卵である卵子を把持した状態を示す。この把持アーム94は上記各実施例におけるものと同様に、その先端部にバイモルフ圧電体を設け、湾曲自在に形成してもよい。

【0051】図25に示す多機能処置具100は流体の40流れで形成される負圧を利用して卵子を把持するようにしたものである。この多機能処置具100は本体カテーテル102内の先端面に開口する流体通路103を有し、この流体通路103を介してポンプ104から加圧空気を送り込む。この本体カテーテル102の先端面には、流体通路103の開口の周部に略円錐状のガイド105を配置してある。このガイド105は、流体通路103を通して先端面の開口から噴出された空気をこの内面に沿って案内し、図25の(A)に示すようにガイド105と卵子232との間に符号106で示す空気流を50

形成し、この空気流106による負圧で卵子232を把持する。

【0052】ポンプ104から送られる空気は無菌空気であり、この無菌空気に代えて生理食塩水を送るにしてもよい。また、このような流体流による負圧に代えて、光圧によるレーザトラッピングを利用して把持することも可能である。この場合には、本体カテーテル102内にレーザ導光用光ファイバを設置する。

【0053】更に、この多機能処置具100の本体カテーテル102内には、針107およびマイクロポンプユニット109を設けてある。また、本体カテーテル102の先端部にはこの針107およびマイクロポンプユニット109が本体カテーテル102内を前進されたときに、この針107が挿通される小孔108を設けてあり、ガイド105には切欠きを形成してある。このマイクロポンプユニット109はどのような型式のものであってもよく、図26はこのようなマイクロポンプユニット109の実施例を示す。

【0054】図26の(A)に示すように、この実施例のマイクロポンプユニット109は毛細管110を有し、この毛細管110の周部にヒータ112を配置してある。このマイクロポンプユニット109は図26の(B)に示すように毛細管現象を利用して流体を吸引し、ヒータ112により毛細管110を加熱し、このときに泡を発生させあるいは流体を膨脹させて吐出するものである。

【0055】図27は細胞操作に用いる更に他の実施例による多機能処置具120の実施例を示す。この多機能処置具120は同図の(A)に示すように本体カテーテル122内に把持アーム124を進退自在に收容し、この本体カテーテル122内に延設された4本の記憶合金線126からなる湾曲機構により自在に湾曲することができる。

【0056】更に、この本体カテーテル122内には注射針129を含むシリンジユニット128を收容してある。このシリンジユニット128はシリンジ駆動ユニット138により本体カテーテル122内を前進しあるいは後退することができるようになっている。シリンジ駆動ユニット138は把持アーム124と共に移動することができ、また、シリンジユニット128内の薬剤は内部に收容した慣性体130と磁石132と積層圧電体134とからなる作動ユニット136により注射針129を介して放出することができる。このシリンジ駆動ユニット138は図28に、また、シリンジユニット128およびその作動ユニット136の作動状態は図29に示す。

【0057】この多機能処置具120により卵子232に薬剤を注入する場合は次ぎのように行う。まず、把持アーム124を手で移動し、その先端部125を本体カテーテル122から突出させ、これを湾曲させて卵子2

32を把持する。この状態を図27の(B)に示す。この把持アーム124による卵子232の把持は、把持アーム124の先端部125を例えば図22に示すようなバイモルフ圧電体を設けて行うようにしてもよい。

【0058】次ぎに、図27の(C)に示すように、シリンジ駆動ユニット138によりシリンジユニット128を前進させ、この先端の注射針129を卵子232に突刺す。この後、作動ユニット136により、内部の薬剤を注入する。

【0059】図28に示すように、上記のシリンジ駆動ユニット138は、軸方向両端に蛇腹状の伸縮部141a、141bを持ち、内部に磁性流体142を収容した押圧部材140を備える。この押圧部材140は例えばプラスチックで形成してあり、伸縮部141a、141b間に装着したコイル144の磁界による磁性流体142の移動によりシリンジユニット128を進退することができる。このコイル144は樹脂で固められ、かつ、把持アーム124、124の内側に一体的に固定してある。したがって、把持アーム124が移動すると、これと共に移動し、伸縮部141aを介してシリンジユニット128を移動する。

【0060】そして、シリンジユニット128を前進させる場合には、図28に示すように通電線を介してコイル144を励磁し、所定方向の磁界を形成する。これにより、押圧部140内の磁性流体142は伸縮部141a側に移動し、伸縮部141bが収縮しかつ伸縮部141aが伸長し、シリンジユニット128が前進する。図27の(C)はこの状態を示す。また、シリンジユニット128を逆方向に移動する場合には、コイル144に逆方向の磁界を形成し、伸縮部141aから伸縮部141bに磁性流体を移動する。

【0061】図29に示すように、薬剤を注入するシリンジユニット128はシリンジ本体127内に作動ユニット136を収容し、この作動ユニット136により内部の薬剤を注射針129から吐出するように形成してある。作動ユニット136の慣性体130はシリンジ本体127内に薬剤チャンバ135を区画し、非作動時は図29の(A)および図27の(A)、(B)、(C)に示すように、この慣性体130は磁石132により積層圧電体134に吸着されている。

【0062】そして、図示しない通電線を介して積層圧電体134にパルス電圧を印加すると、この積層圧電体134が急変形し、磁石132で吸着されていた慣性体130が慣性力で放出され、この勢いで薬剤チャンバ135内の薬剤が注射針129を通して排出される。この状態が図29の(B)および図27の(D)に示してある。

【0063】図30は、上記シリンジユニットの変形例を示す。図30の(A)に示すシリンジユニット148はシリンジ本体147内に段付き内孔を形成してあり、

この大径内孔内に往復動自在に収容したピストン150により、大径内孔側に薬剤チャンバ155を区画し、この反対側の小径内孔側に圧力チャンバ153を区画してある。薬剤チャンバ155は注射針149に連通し、圧力チャンバ153内には例えば流動パラフィンあるいはフロン等の加熱により容易に沸騰する気体あるいは液体152を収容してある。更に、小径内孔の周部には液体152を加熱するためのヒータ154を配置してある。

【0064】このシリンジユニット148によると、ヒータ154に通電して液体152を加熱すると、液体152が膨張あるいは気化し、このときの圧力でピストン150が図30の左方に移動し、薬剤チャンバ155内の薬剤が注射針149を介して放出される。

【0065】図30の(B)に示すシリンジユニット148aは上記シリンジユニット148とほぼ同様であるが、この変形例のシリンジユニット148aは弾性材料からなる袋体156により薬剤チャンバ157と圧力チャンバ159とを区画してある点で相違する。この変形例のシリンジユニット148aは圧力チャンバ159内の液体152が膨張すると、袋体156が収縮し、この袋体156内の薬剤が注射針149を介して放出される。なお、図30の(A)におけるシリンジユニット148と同様な部分には同様な符号を付してその説明を省略する。

【0066】図31は更に他の実施例によるシリンジユニット168を示し、このシリンジ本体160の周部には円環状に形成した圧電体162を配置してある。圧電体162は径方向に伸縮するように形成してあり、図示しない通電線を介して所定方向の電圧を印加すると、この圧電体162が収縮してシリンジ本体160を径方向に収縮させる。これにより、シリンジ本体160内の薬剤が先端開口161から放出される。したがって、上記多機能処置具90、100、120はいずれも迅速かつ確実に所要の細胞操作を行うことができる。図32は、ストリップバイオブシーに応用可能な多機能カテーテルの実施例を示す。

【0067】この実施例の多機能カテーテル170は、内蔵処置具として把持鉗子174と注射針176とマイクロスネア178とを本体カテーテル172内に収容したものである。なお、図示していないが、上記各実施例の多機能カテーテルと同様に光学スコープを収容することも可能である。

【0068】本実施例における各内蔵処置具の機能は通常のものと同様であり、また、その進退あるいは回転等の作動あるいは駆動機構も上述の各実施例あるいは変形例による機構を用いることができる。

【0069】この多機能カテーテル170によりストリップバイオブシーを行う場合は、次のように行う。先ず、図33の(A)に示すように、注射針176を図示しないリニアアクチュエータにより前進させ、注射針1

7 6 を組織 2 4 0 に刺入れる。この注射針 1 7 6 を介して組織 2 4 0 内にエタノールを注入し、所要部位を符号 2 4 2 で示すように隆起させる。次いで、把持鉗子 1 7 4 を前進させ、この把持アームにより隆起した組織 2 4 2 の根元部位を把持する。このとき注射針 1 7 6 は後退させて本体カテーテル 1 7 2 内に収容する。この状態を図 3 3 の (B) に示す。そして、図 3 3 の (C) に示すようにマイクロスネア 1 7 8 を前進させ、このマイクロスネア 1 7 8 の先端環状部に隆起した組織 2 4 2 を通し、この先端環状部に高周波電流を流す。これにより、隆起した組織 2 4 2 が焼切られ、所要の検査を行うことができる。したがって、この多機能処置具 1 7 0 も極めて迅速かつ確実に体内の所要部位に所要の処置を施すことができる。最後に、図 3 4 および図 3 5 はそれぞれ複数の内蔵処置具から所要のものを選択する選択機構を設けた実施例を示す。

【0070】図 3 4 に示す多機能処置具 1 8 0 は、同図の (A) に示すようにボディすなわち本体カテーテル 1 8 2 の先端部に形成された内孔 1 8 2 a 内に処置具ホルダ 1 8 4 を回転自在に収容されている。処置具ホルダ 1 8 4 の外周面と内孔 1 8 2 a の内周面とに例えば静電マイクロモータ 1 8 8 が設置されており、この静電マイクロモータ 1 8 8 により処置具ホルダ 1 8 4 は本体カテーテル 1 8 2 に対して自由に所要位置に回転することができる。

【0071】この処置具ホルダ 1 8 4 には同図の (B) に示すように本実施例では 3 つの処置具収容孔 1 8 5 が形成され、これらの処置具収容孔 1 8 5 内には例えば図 9 から図 1 1 に示すように形状記憶合金で形成した把持アームを加熱して閉じあるいは流体圧により把持アームを閉じるマイクログリッパ等のそれぞれ所要の内蔵処置具 1 8 6 が収容される。この内蔵処置具 1 8 6 はその基端側の支持部 1 8 7 が処置具収容孔 1 8 5 の壁面に対して液密あるいは気密状態を保持しつつ摺動案内される。この処置具ホルダ 1 8 4 に収容する内蔵処置具 1 8 6 は、上記のようなマイクログリッパの他にも例えばバイポーラ電極等が好ましい。

【0072】また、本体カテーテル 1 8 2 内には処置具収容孔 1 8 5 の 1 つと同軸状に配置された圧力流体案内路 1 8 1 が延設され、その先端壁には内蔵処置具 1 8 6 を突出させるガイド孔 1 8 1 a が形成されている。このガイド孔 1 8 1 a は内蔵処置具 1 8 6 の支持部 1 8 7 よりも小径に形成され、更にその周部には、本体カテーテル 1 8 2 内に延設された導通線 1 8 3 の電気接点 1 8 3 a が配置されている。そして、このガイド孔 1 8 6 を通して内蔵処置具 1 8 6 の先端部が突出すると、支持部 1 8 7 がガイド孔 1 8 1 a の周部に係止され、このガイド孔 1 8 1 a の周部に配置された電気接点 1 8 3 a が支持部 1 8 7 に配置された電気接点 1 8 3 b と電気的に接続されて通電線 1 8 3 を通して制御信号を内蔵処置具 1 8

6 に送ることができる。

【0073】この多機能処置具 1 8 0 の内蔵処置具 1 8 6 を用いて処置する場合は次のように行う。まず、本体カテーテル 1 8 2 の内孔 1 8 2 a 内で静電マイクロモータ 1 8 8 により処置具ホルダ 1 8 4 を回転し、所要の内蔵処置具 1 8 6 を収納した処置具収容孔 1 8 5 が圧力流体案内路 1 8 1 およびガイド孔 1 8 1 a と同軸状になるように配置する。この後、図 3 4 の (A) に示す矢印の方向に沿って圧力を加えると、内蔵処置具 1 8 6 の支持部 1 8 7 がこの圧力流体で押圧されて処置具収容孔 1 8 5 内を摺動し、その先端部がガイド孔 1 8 1 a から突出する。この支持部 1 8 7 に設けられた電気接点 1 8 3 b が本体カテーテル 1 8 2 の電気接点 1 8 3 a と導通され、これにより導通線 1 8 3 を介して外部から制御信号を送り、内蔵処置具 1 8 6 を操作することができる。

【0074】図 3 5 の多機能処置具 1 9 0 は同図の (A) に示すように本体カテーテル 1 9 2 内に本実施例では例えばフック電極 1 9 6 a とヘラ電極 1 9 6 b とボタン電極 1 9 6 c 等の各種形状の電極を内蔵処置具 1 9 6 を本体カテーテル 1 9 2 の軸方向に沿って配置してある。この本体カテーテル 1 9 2 の先端壁には同図の (B) に示すように内蔵処置具 1 9 6 を突出する挿通孔 1 9 2 a を形成してあり、所要の内蔵処置具 1 9 6 をシャフト 1 9 4 に連結してこの挿通孔 1 9 2 a から出入することができる。

【0075】各処置具 1 9 6 は、シャフト 1 9 4 に連結するための支持部 1 9 8 を有する。この支持部 1 9 8 は図 3 5 の (A) および (C) に示すように、一対の対向する壁部間に溝を形成した U 字状あるいはコ字状形状を有し、この溝底には永久磁石 1 9 7 が配置されている。また、シャフト 1 9 4 は電磁石 1 9 5 を内包して支持部 1 9 8 の溝内に嵌合される先端部と、支持部 1 9 8 の基端側壁部を収容する溝とを形成してあり、この溝にはシャフト 1 9 4 内に延設された導通線 1 9 3 の電気接点 1 9 3 a が配置されている。

【0076】この多機能処置具 1 9 0 により処置を行う場合は、シャフト 1 9 4 を本体カテーテル 1 9 2 内で進退させ、所要の内蔵処置具 1 9 6 の支持部 1 9 8 に設けられた溝内に先端部を挿入し、電磁石 1 9 5 を励磁する。これにより永久磁石 1 9 7 と電磁石 1 9 5 とにより内蔵処置具 1 9 6 とシャフト 1 9 4 とが強固に結合され、シャフト 1 9 4 の電気接点 1 9 3 a が支持部 1 9 8 に設けられた電気接点 1 9 3 b に電気的に接続される。この後、シャフト 1 9 4 を前進すると、挿通孔 1 9 2 a を通して内蔵処置具 1 9 6 が本体カテーテル 1 9 2 から突出され、所要の処置を行うことができる。

【0077】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、本体カテーテル内に種々の内蔵処置具を収容するため、処置に必要な処置具をその都度交換する必要がなく、短時

間での確に処置を行うことのできる多機能処置具を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例による多機能処置具の一部の斜視図である。

【図 2】図 1 の多機能処置具による胆のう切除を行う状態の説明図である。

【図 3】その内蔵処置具を進退させて胆のうの切除を行う手順およびそのときの多機能処置具の先端部の近部を示す説明図である。

【図 4】図 1 の多機能処置具の把持鉗子の変形例を示す断面図である。

【図 5】図 4 の把持鉗子の先端部の近部の斜視図である。

【図 6】図 1 の把持鉗子を進退させるリニアアクチュエータの作動説明図である。

【図 7】その変形例によるリニアアクチュエータの構成を示す説明図である。

【図 8】更に他の変形例によるリニアアクチュエータの説明図である。

【図 9】把持鉗子の先端の把持アームの作動を示す説明図である。

【図 10】この変形例の把持アームの構成を示す説明図である。

【図 11】更に他の変形例の把持アームおよびその作動を示す説明図である。

【図 12】本体カテーテル内で内蔵処置具を一体的に回転する回転機構の概略的な断面図である。

【図 13】他の実施例による多機能処置具の構造および作動を示す概略説明図である。

【図 14】内蔵処置具を本体カテーテル内に収容した状態および展開した状態で示す図 13 の多機能処置具の概略的な断面図である。

【図 15】胆のう結石の破碎に用いる多機能処置具の実施例の使用状態の説明図である。

【図 16】図 15 の多機能処置具の先端部を拡大して示す斜視図である。

【図 17】図 15 の多機能処置具を用いて結石を破碎する手順を示す説明図である。

【図 18】その結石と把持アームとの関係を示す斜視図である。

【図 19】結石の破碎に利用可能な多機能処置具の変形例の先端部の斜視図である。

【図 20】この多機能処置具の更に他の変形例の先端部

の斜視図である。

【図 21】図 16 の多機能処置具の本体カテーテルの構造を示す説明図である。

【図 22】この多機能処置具の把持アームの構成および作動を示す説明図である。

【図 23】細胞操作に用いる多機能処置具の実施例の使用状態を示す概略的な説明図である。

【図 24】図 23 の多機能処置具が卵子を把持した状態を示す説明図である。

10 【図 25】この多機能処置具の変形例の説明図である。

【図 26】図 23 の多機能処置具に使用可能なポンプユニットの説明図である。

【図 27】更に他の変形例の概略的な断面で示す説明図である。

【図 28】そのシリンジユニットを進退させる駆動機構の説明図である。

【図 29】そのシリンジユニットの作動機構の説明図である。

20 【図 30】シリンジユニットの 2 つの変形例を示す概略的な断面図である。

【図 31】更に他の変形例によるシリンジユニットの概略的な断面図である。

【図 32】ストリップパイプシーに用いる多機能処置具の先端部を示す概略的な斜視図である。

【図 33】図 32 の多機能処置具による操作手順を示す説明図である。

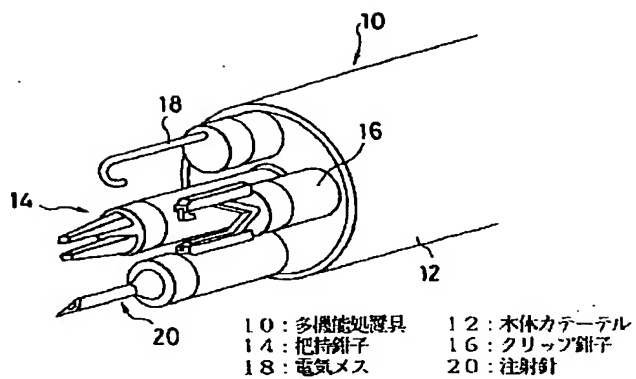
【図 34】内蔵処置具の選択機構を設けた多機能処置具の概略的な説明図である。

30 【図 35】更に他の選択機構を設けた多機能処置具の説明図である。

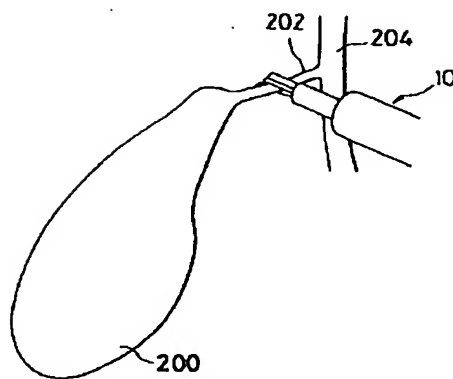
【符号の説明】

10, 22, 50, 60, 70, 70a, 70b, 70c, 90, 100, 120, 170, 180, 190…多機能処置具、12, 23, 52, 62, 72, 102, 122, 172, 182, 192…本体カテーテル、14, 174…把持鉗子、15, 24, 37, 38, 39, 73, 83, 93, 124…把持アーム、16…クリップ鉗子、17…クリップ、18, 19…電気メス、20, 21, 107, 129, 149, 176…注射針、42, 142, 152…液体、53…リニアアクチュエータ、54, 56…内蔵ブロック、75…スコープ、109…ポンプユニット、136…作動ユニット、138…駆動ユニット。

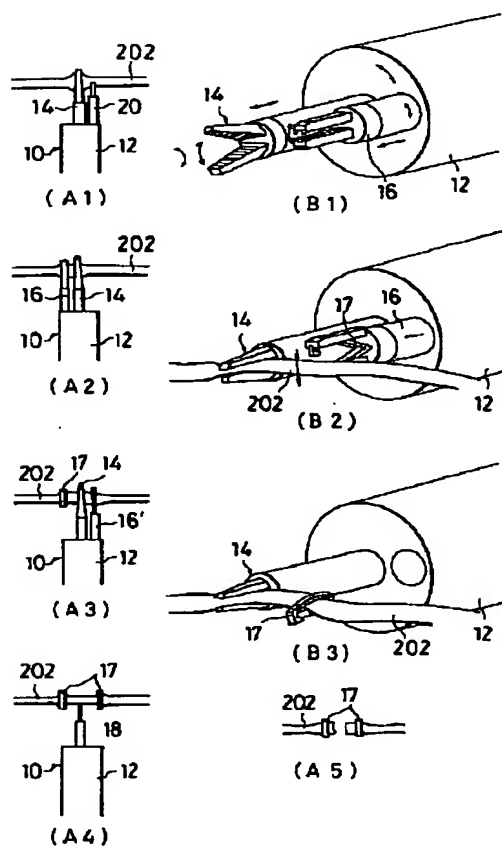
【図1】



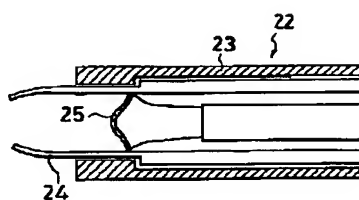
【図2】



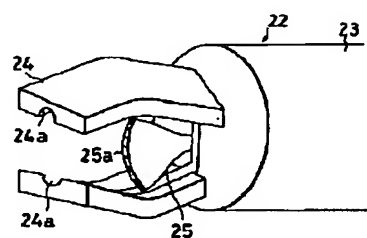
【図3】



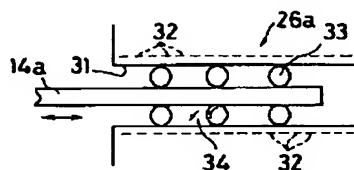
【図4】



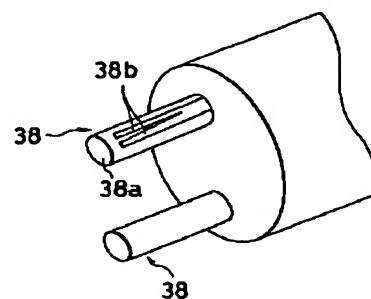
【図5】



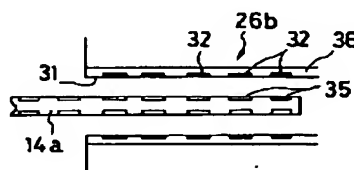
【図7】



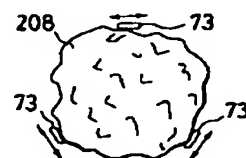
【図10】



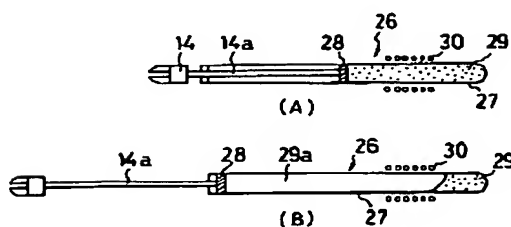
【図8】



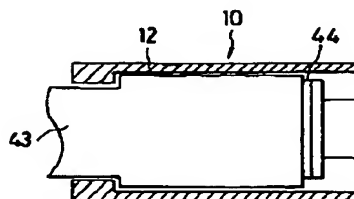
【図18】



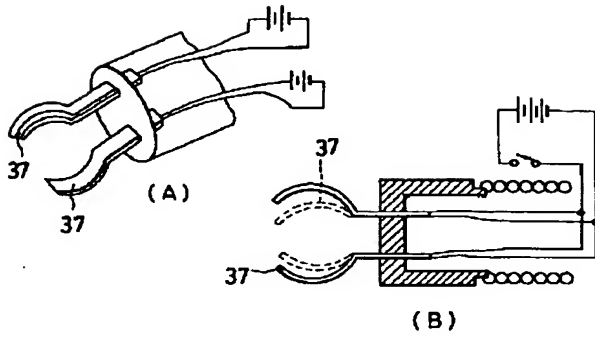
【図6】



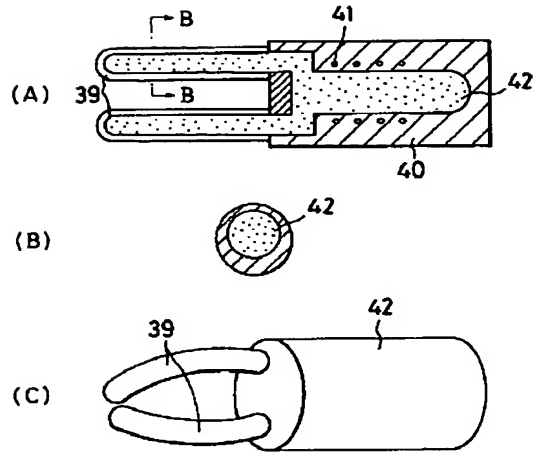
【図12】



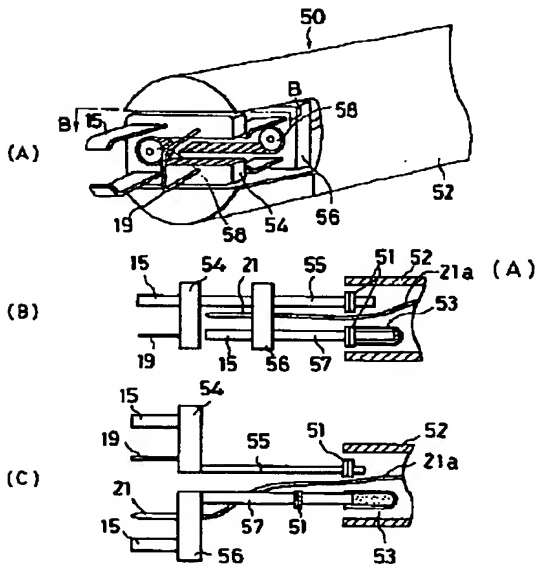
【図9】



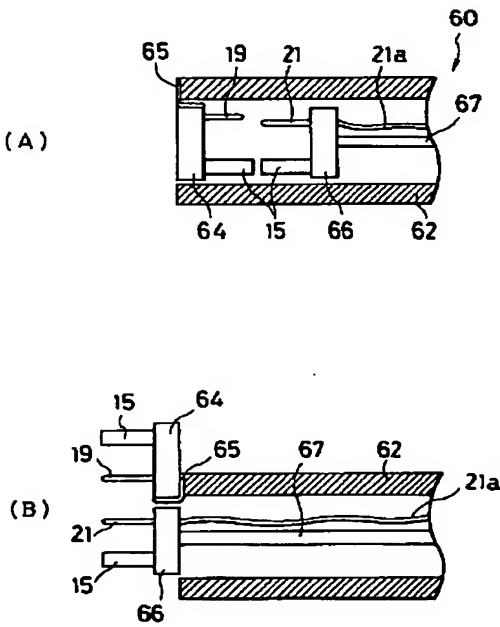
【図11】



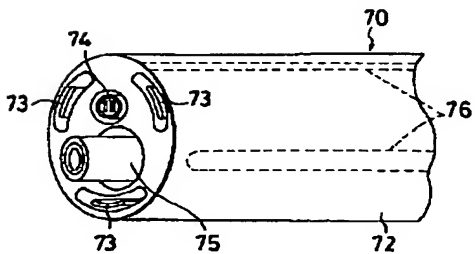
【図13】



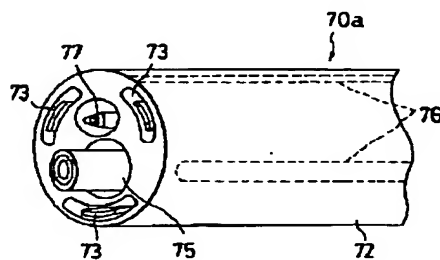
【図14】



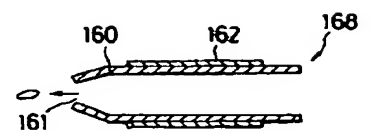
【図16】



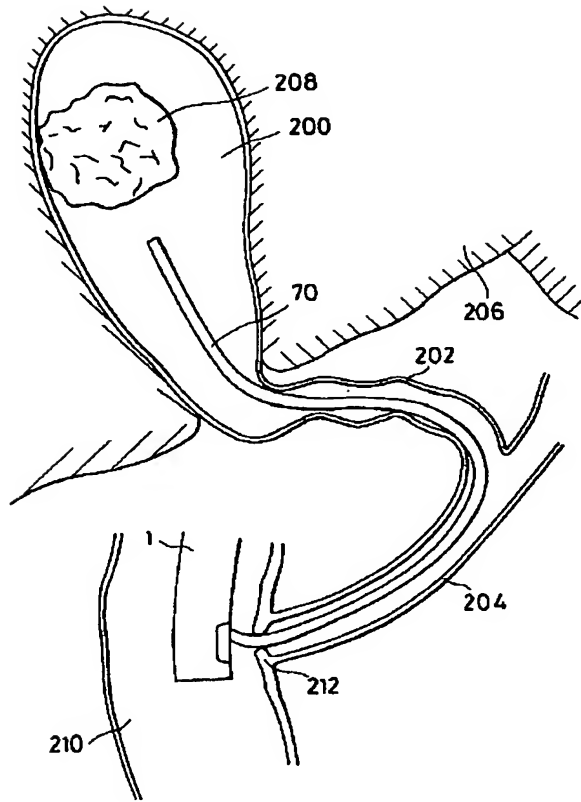
【図19】



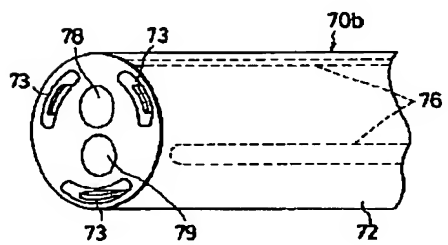
【図31】



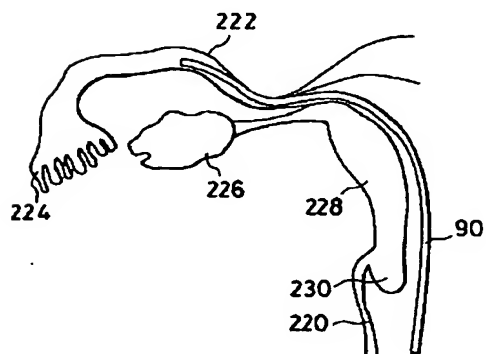
【図15】



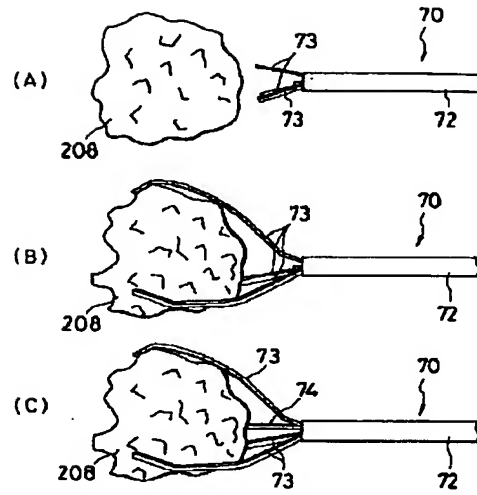
【図20】



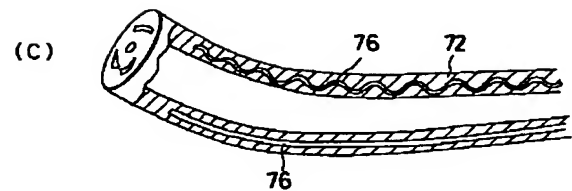
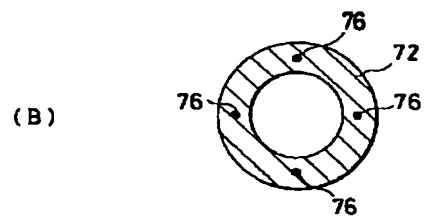
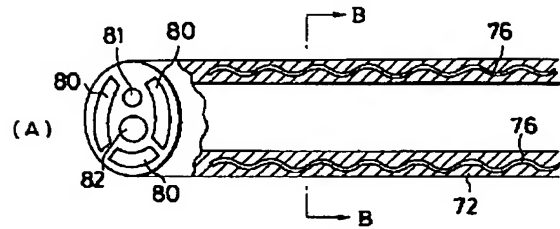
【図23】



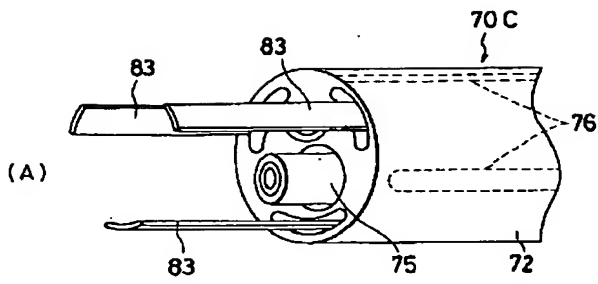
【図17】



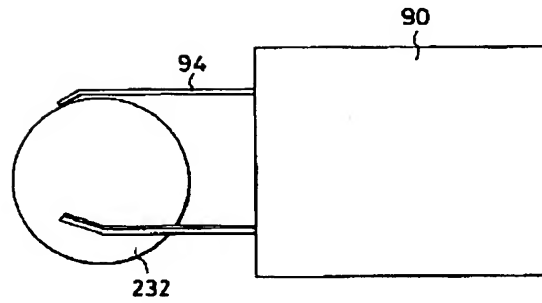
【図21】



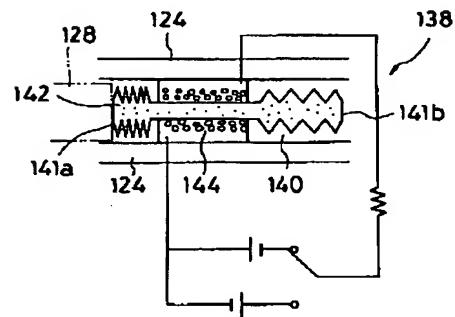
【図 2 2】



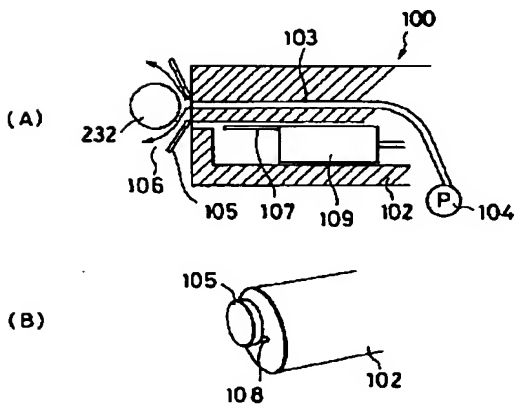
【図 2 4】



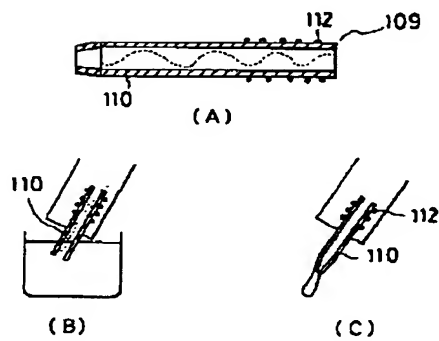
【図 2 8】



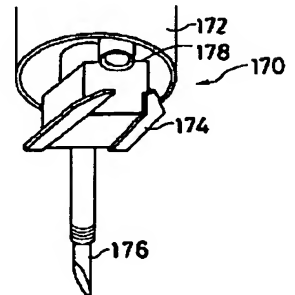
【図 2 5】



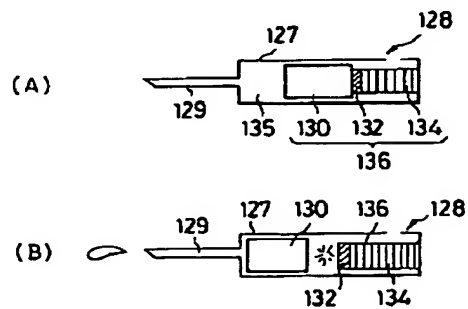
【図 2 6】



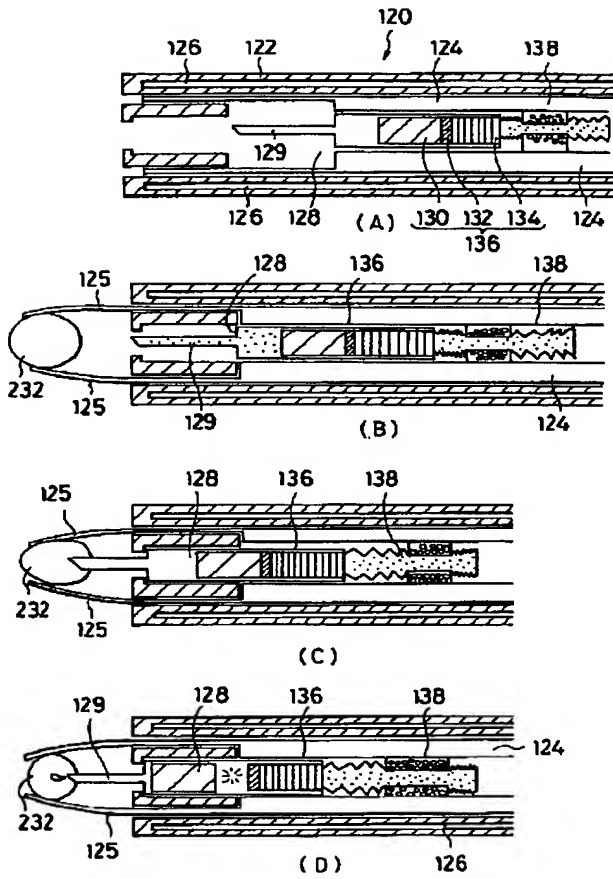
【図 3 2】



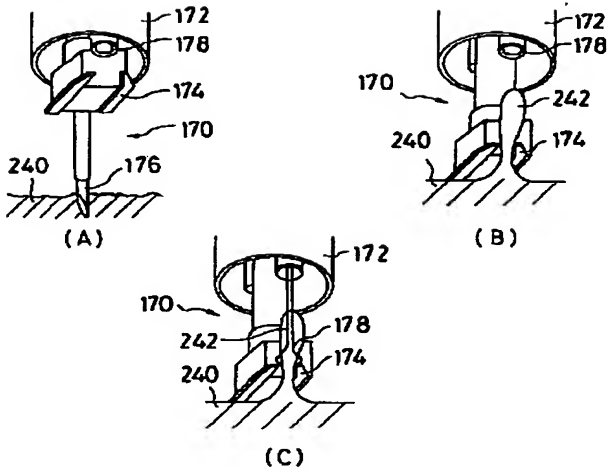
【図 2 9】



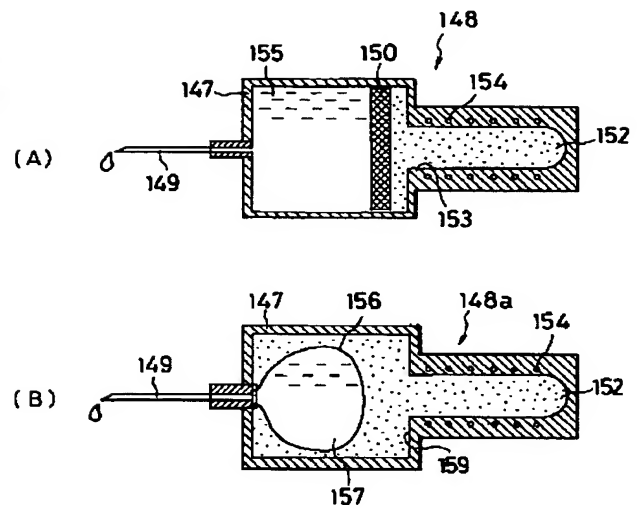
【図 27】



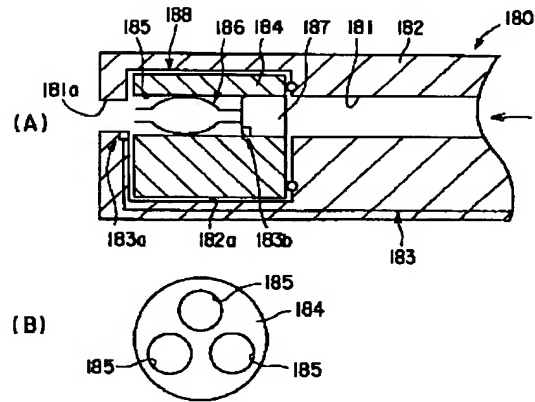
【図 33】



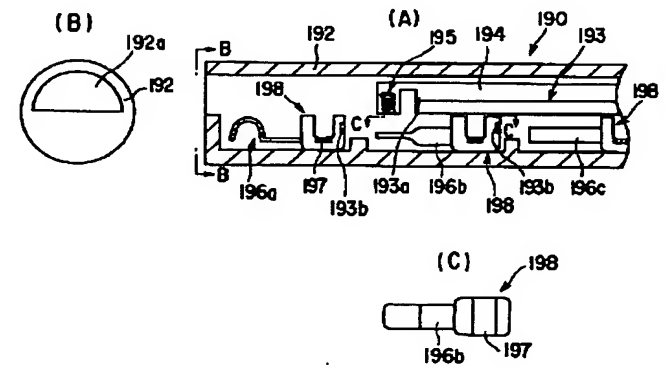
【図 30】



【図 34】



【図 35】



【手続補正書】

【提出日】平成 4 年 7 月 3 日

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 0

【補正方法】変更

【補正内容】

【0 0 7 0】図 3 4 に示す多機能処置具 1 8 0 は、同図の（Ａ）に示すようにボディすなわち本体カテーテル 1

8 2 の先端部に形成された内孔 1 8 2 a 内に処置具ホルダ 1 8 4 を回転自在に収容している。処置具ホルダ 1 8 4 の外周面と内孔 1 8 2 a の内周面とに例えば静電マイクロモータ 1 8 8 が設置されており、この静電マイクロモータ 1 8 8 により処置具ホルダ 1 8 4 は本体カテーテル 1 8 2 に対して自由に所要位置に回転することができる。

フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁵ A 6 1 B 17/32	識別記号 3 3 0	庁内整理番号 8718-4C	F I	技術表示箇所
(72) 発明者 中田 明雄 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 伊藤 秀雄 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 植田 康弘 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 大明 義直 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 安達 英之 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 森 康雄 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 崎山 勝則 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 野澤 龍介 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 塚越 壯 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 藤村 毅直 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 矢部 久雄 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 岡田 孝夫 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	
(72) 発明者 此村 優 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内			(72) 発明者 巽 康一 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	